

⑩ 日本国特許庁 (JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報 (A)

昭55—163472

⑬ Int. Cl.<sup>3</sup>  
G 01 T 1/29  
A 61 B 6/00  
G 01 N 23/02  
G 01 T 1/164

識別記号

庁内整理番号  
2122—2G  
7437—4C  
6367—2G  
2122—2G

⑭ 公開 昭和55年(1980)12月19日

発明の数 1  
審査請求 有

(全 15 頁)

⑮ 放射線画像処理方法

⑯ 特 願 昭53—163571

⑰ 出 願 昭53(1978)12月26日

⑱ 発 明 者 石田正光  
南足柄市中沼210番地富士写真  
フィルム株式会社内

⑲ 発 明 者 加藤久豊

⑳ 発 明 者 松本誠二

南足柄市中沼210番地富士写真  
フィルム株式会社内

㉑ 出 願 人 富士写真フィルム株式会社  
南足柄市中沼210番地

㉒ 代 理 人 弁理士 柳田征史

外 1 名

明 細 書

1. 発明の名称

放射線画像処理方法

2. 特許請求の範囲

- (1) 蓄積性螢光体材料を走査して、これに記録されている放射線画像情報を読み出して電気信号に変換した後、記録材料上に可視像として再生するに当り、各走査点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスク信号  $S_{us}$  を求め、螢光体から読み出されたオリジナル画像信号を  $S_{org}$ 、強調係数を  $\beta$  としたときに、

$$S' = S_{org} + \beta(S_{org} - S_{us})$$

なる演算を行なつて、上記超低空間周波数以上の周波数成分を強調したことを特徴とする放射線画像処理方法。

- (2) 非鮮鋭マスクとして、 $0.5 \sim 0.01$  サイクル/mm の超低空間周波数領域で変調伝達関数が  $0.5$  以下となる非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第1項

記載の放射線画像処理方法。

- (3) 非鮮鋭マスクとして、 $0.5 \sim 0.01$  サイクル/mm 以下の超低空間周波数領域での変調伝達関数の積分値が、 $0 \sim 10$  サイクル/mm の空間周波数領域での変調伝達関数の積分値の  $90\%$  以上となるような非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像処理方法。

- (4) 強調係数  $\beta$  をオリジナル画像信号または非鮮鋭マスク信号の値に応じて変化させることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像処理方法。

- (5) 前記演算式によつて強調された写真像の最大の変調伝達関数が、零空間周波数付近での変調伝達関数の  $1.5 \sim 10$  倍であることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像処理方法。

- (6) 超低空間周波数成分の強調と同時に、 $0.5 \sim 5$  サイクル/mm の高空間周波数領域での変調伝達関数が  $0.5$  以下になるような平滑

化処理を施すことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像処理方法。

- (7) 特許請求の範囲第1項～第6項において、再生される写真像が螢光体上の蓄積画像より縮小されていることを特徴とする放射線画像処理方法。

- 3 -

を記録することができるという点で非常に利用価値の高いものであり、特に人体を対象とするX線写真システムとしての利用価値が高い。

X線は被曝線量が多くなると人体に有害であるので、一回のX線撮影でできるだけ多くの情報<sup>る</sup>が得られることが望ましい。しかし現在のX線写真フィルムは、撮影適性と観察読影適性の両方を兼ね備えることを要求された結果、それらにある程度ずつ満足するような形のものになつてゐる。このため撮影適性についてはX線露光域が充分広いとは言えないという問題があり（これに対する解決策の一つが前述の螢光体を用いるX線画像記録方法である。）、また現在のX線写真フィルムの観察読影適性については、その画質が必ずしも診断に充分なものとは言えないという問題がある。

本発明は上記事情に鑑み、螢光体を用いるX線画像記録方法において、螢光体に記録さ

### 3. 発明の詳細な説明

本発明は、医療用診断に用いる放射線写真システムにおける画像処理方法に関し、さらに詳しくは中間媒体として蓄積性螢光体材料（以下単に「螢光体」という）を用いて、これに放射線画像を記録し、この放射線画像を読み出して再生し、これを記録材料に最終画像として記録する放射線写真システムにおける画像処理方法に関するものである。

このような放射線写真システムとしては、本出願人が先に特開昭53-84741号に提案したような、被写体を透過した放射線を螢光体に吸収せしめ、しかる後この螢光体のある種のエネルギーで励起してこの螢光体が蓄積している放射線エネルギーを螢光として放射せしめ、この螢光を検出して画像化する方法がある。

この螢光体を用いる放射線写真システムは、従来の銀塩写真による放射線写真システムと比較して、広い放射線露光域にわたつて画像

- 4 -

れているX線画像情報を読み出して記録材料上に再生するに当り、非鮮鋭マスク処理を施してX線画像の診断性能を向上させるX線画像処理方法を提供することを第一の目的とするものである。

X線写真フィルム上の画像に対する画像処理方法としては、特開昭48-25523号公報に、比較的低いコントラスト勾配部分と、比較的高いコントラスト勾配部分とを有する2段勾配コントラスト特性の写真フィルムを用い、高空間周波数（以後本発明の説明においては「空間周波数」を単に「周波数」という）領域の周波数強調を行なう非鮮鋭マスク処理（unsharp masking）を施して記録する技術が開示されている。この技術は大サイズのX線写真フィルムを小サイズの写真フィルムにコピーして保管の便宜を図るために用いる画像処理であり、X線画像をサイズの圧縮し、オリジナル写真と同じ診断性能を保つた縮小像を得るものである。

- 5 -

- 6 -

しかしながら、上述の方法はシステムの応答の劣化を防止してコピーする目的で行なわれており、したがって強調する周波数が高く、雑音が増大されやすいため、これから得られるコピー写真は診断性能の向上したものは望めない。

本発明者等は、強調すべき周波数と、得られたX線写真像の診断性能について研究を行なった結果、診断に重要な周波数は人体の各部位によつて多少の差はあるが従来の感覚から言つて、非常に低い周波数（以下「超低周波数」という）領域にあることを見出した。また、高周波成分を強調して鮮鋭度を改良するという従来のやり方は、X線画像の処理の場合にはノイズ成分を強調するだけで、診断性能をむしろ低下させる方向であることも見出した。そして、高周波数領域では、ノイズの占める割合が高くこの高周波数領域のものは強調を低減すれば、雑音が目立たず、見やすくなることも分つた。

- 7 -

を特徴とする放射線画像処理方法である。

ここで、超低周波数に対応する非鮮鋭マスク信号  $Sus$  とは、オリジナル画像を超低周波数成分より低い周波数成分しか含まないようにぼかした非鮮鋭画像（以下これを「非鮮鋭マスク」と呼ぶ）の各走査点の強度に対応する信号を指す。この非鮮鋭マスクとして、0.5 ~ 0.01 サイクル/mm の超低周波数領域で変調伝達関数（Modulation Transfer Function）が0.5以下となるようなもの、あるいは0.5 ~ 0.01 サイクル/mm 以下の超低周波数領域での変調伝達関数の積分値が、0 ~ 10 サイクル/mm の周波数領域での変調伝達関数の積分値の90%以上となるようなものが用いられる。

前記演算式によつて強調された信号に基づいて作成された記録材料上の可視像（以下「写真像」という）の最大の変調伝達関数の値は、零周波数付近での変調伝達関数の値の1.5 ~ 1.0 倍になるようにすることが望ましい。

- 9 -

本発明は、診断上有効な超低周波数成分を強調し、コントラストを強くすることにより、診断性能を向上させることができる放射線画像処理方法を提供することを目的とするものである。

また本発明は、超低周波数成分を強調すると同時に、雑音の占める割合が大きい高周波数成分を相対的に低減し、視覚的に見やすい画像が得られるようにした放射線画像処理方法を提供することを目的とするものである。

本発明は螢光体を励起光で走査して、これに記録されている放射線画像情報を読み出してこれを電気信号に変換した後、記録材料上に再生するに当り、各走査点で超低周波数に対応する非鮮鋭マスク信号  $Sus$  を求め、螢光体から読み出されたオリジナル画像信号を  $Sorg$ 、強調係数を  $\beta$  としたとき

$$S' = Sorg + \beta(Sorg - Sus)$$

なる演算により信号の変換を行なつて、上記超低周波数以上の周波数成分を強調すること

- 8 -

更に、強調係数  $\beta$  をオリジナル画像信号（ $Sorg$ ）または非鮮鋭マスク信号（ $Sus$ ）に応じて変化させると一層診断性能を高めることができる。また、高周波数領域では雑音が多く見づらいため、0.5 ~ 5 サイクル/mm の周波数領域で変調伝達関数が0.5以下になる平滑化処理を前記  $S'$  に対して行なうことを特徴とするものである。この平滑化処理により雑音成分が平均化されるため、見やすい画像となる。

前記非鮮鋭マスクの作成は次の各種の方法によつて行なうことができる。

第一は各走査点でのオリジナル画像信号を記憶させておき、非鮮鋭マスクのサイズに応じて周辺部のデータとともに読み出してその平均値（単純平均または種々の荷重平均による平均値）である  $Sus$  を求める方法である。

第二は小サイズ径の光ビーム等でオリジナル画像信号を読み出した後に、まだ蓄積画像が残っている場合に非鮮鋭マスクのサイズに

- 10 -

合わせた大サイズ径の光ビームを用いて各走査点の信号をその周囲の信号とともに平均化して読み出す方法である。

第三は読み出し用の光ビームが蛍光体層中の散乱によりそのビーム径がだんだん広がることを利用するもので、光ビームの入射側からの発光信号でオリジナル画像信号 Sorg を作り、光ビームの透過した側での発光で非鮮鋭マスク信号 Sus を作るものである。この場合、非鮮鋭マスクのサイズは蛍光体層の光散乱の程度を変えたり、これを受光するフーチャの大きさを変えたりすることによってコントロールすることができる。

本発明において蛍光体とは、最初の光もしくは高エネルギー放射線が照射された後に、光的、熱的、機械的、化学的または電気的等の刺激（励起）により、最初の光もしくは高エネルギー放射線の照射量に対応した光を再発光せしめる、いわゆる輝尽性を示す蛍光体をいう。

- 11 -

$10^4:1 \sim 10^6:1$  程度であることが普通であるため、光検出器に励起光が入ると、S/N比が極度に低下する。発光を短波長側にとり、励起光を長波長側にとつてできるだけ両者を離し、光検出器に励起光が入らないようにすると、上述の S/N 比の低下を防止することができる。このためには、発光光が  $300 \sim 500 \text{ nm}$  の波長域にある蛍光体を使用することが望ましい。

上記  $300 \sim 500 \text{ nm}$  の波長域の光を発光する蛍光体としては、

LaOBr : Ce, Tb

SrS : Ce, Sm

SrS : Ce, Bi

BaO · SiO<sub>2</sub> : Ce

BaO · 6Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> : Eu

(0.9Zn, 0.1Cd)S : Ag

BaFBr : Eu

BaFCl : Eu

等がある。

- 13 -

ここで光とは電磁放射線のうち可視光、紫外光、赤外光を含み、高エネルギー放射線とは X 線、ガンマ線、ベータ線、アルファ線、中性子線等を含む。励起は  $600 \sim 700 \text{ nm}$  の波長域の光によつて行なうことが望ましく、この波長域の励起光は、この波長域の光を放出する励起光源を選択することにより、あるいは上記波長域にピークを有する励起光源と、 $600 \sim 700 \text{ nm}$  の波長域以外の光をカットするフィルターとを組合せて使用することにより得ることができる。

上記波長域の光を放出することができる励起光源としては Kr レーザ、各種の発光ダイオード、He-Ne レーザ、ローダミン B ダイレーザ等がある。またタングステンヨートランプは、波長域が近紫外、可視から赤外まで及ぶため、 $600 \sim 700 \text{ nm}$  の波長域の光を透過するフィルターと組合わせれば使用することができる。

励起エネルギーと発光エネルギーの比は

- 12 -

以下、本発明をその実施態様である X 線写真システムに基づいて詳細に説明する。

第 1 図は X 線写真の作画過程を示すものである。X 線を放出して人体に照射すると人体を透過した X 線は、蛍光体板に入射する。この蛍光体板は、蛍光体のトラップレベルに、X 線画像のエネルギーを蓄積する。

X 線画像の撮影後、 $600 \sim 700 \text{ nm}$  の波長の励起光で蛍光体板を走査して、蓄積されたエネルギーをトラップから励起し、 $300 \sim 500 \text{ nm}$  の波長域の光を発光させる。この発光光は、この波長域の光だけを受けようとした光検出器例えば、光電子増倍管、フォトダイオードで測定される。

X 線画像の読取後に、光検出器の出力信号は増幅されてから A/D 変換器でデジタル信号に変換され、磁気テープに記憶される。この磁気テープに記憶された各部のデジタル信号は、演算装置例えばミニコンピュータに読み出され、Sus を求めた後、前述した

- 14 -

$$S' = S_{org} + \beta(S_{org} - S_{us})$$

の演算が行なわれる。

前記  $S_{us}$  は、超低周波数領域  $0.5 \sim 0.01$  サイクル/mm のいずれで変調伝達関数が  $0.5$  以下になるか、あるいは  $0.5 \sim 0.01$  サイクル/mm 以下の超低周波数領域での変調伝達関数の積分値が、 $0 \sim 10$  サイクル/mm の周波数領域での変調伝達関数の積分値の  $90\%$  以上となるかを指定しなければならない。また前記式を演算するに当つては、強調係数  $\beta$  を指定しなければならない。これらの値は、外部から個別に指定するか、あるいは人体の部分、症例別によつて数種類決めておき、これを演算装置のメモリに入れておく。

前記  $S'$  に対して高周波数成分低減用の平滑化処理を行なう。この平滑化処理によつて診断に必要な情報をそこなく、雑音を低減することができる。

この平滑化処理について、第2図を参照してさらに詳細に説明する。

- 15 -

て非鮮鋭マスクを作成した場合である。これは螢光体上の画像を  $6.3 \text{ mm} \times 6.3 \text{ mm}$  の大サイズ光ビームで走査したと同等である。なお、ここで  $f_c$  は変調伝達関数が  $0.5$  となるときの、 $0.5 \sim 0.01$  サイクル/mm の超低周波数領域に含まれる任意の周波数の値を示す。

一方 (II) のガウス状非鮮鋭マスクでは、画素を加算平均するとき、ガウス分布状の重みをつけること以外基本的には矩形状非鮮鋭マスク (I) と同じである。非鮮鋭マスク (I)、(II) は主に高周波側の形が異なるが、この違いによる超低周波処理の効果の差はきわめて小さい。

第2図 (c) は  $(S_{org} - S_{us})$  の演算後の変調伝達関数を示すグラフである。

第2図 (d) の実線 (I') は、演算結果である  $S'$  を示すものである。ここでは  $\beta$  を「3」にしている。上記演算の結果、強調された写真像信号の変調伝達関数の最大値 (B) は零周波数付近での変調伝達関数 (A) の約  $4.6$

第2図 (a) は、螢光体上の密着画像を  $10$  画素/mm でサンプリングしたときの周波数応答性を示すものである。この曲線は光検出器のオーバーチュアとして、矩形状オーバーチュアを使用した場合には  $\text{sinc}$  曲線に、ガウス分布状オーバーチュアを使用した場合には、ガウス分布状曲線になることが知られている。

第2図 (b) は超低周波数領域 ( $0.5 \sim 0.01$  サイクル/mm) で変調伝達関数が  $0.5$  以下になるか、または  $0.5 \sim 0.01$  サイクル/mm 以下の超低周波数領域での変調伝達関数の積分値が、 $0 \sim 10$  サイクル/mm の周波数領域での変調伝達関数の積分値の  $90\%$  以上となるような矩形状非鮮鋭マスク (I) と、ガウス分布状非鮮鋭マスク (II) とを示すものである。

この (I) の例では  $10$  画素/mm で螢光体上の画像をサンプリングしたとき、約  $63$  画素  $\times 63$  画素 (これを「非鮮鋭マスクのサイズ  $N=63$ 」という) の単純加算平均をとつ

- 16 -

倍となつてゐる。

第2図 (d) の点線 (II) は  $5$  画素  $\times 5$  画素での平滑化処理を第2図 (d) の  $S'$  に施した場合の変調伝達関数を示すものである。

第3図は強調係数  $\beta$  をオリジナル画像信号 ( $S_{org}$ ) あるいは非鮮鋭マスク信号 ( $S_{us}$ ) に応じて連続的に変化させた実施例を示すものである。このように  $\beta$  を変化させることにより周波数強調で発生しやすい偽画像を防止することができる。

その一例として、バリウム造影剤を使つた胃 (マージン) のX線画像を強調係数  $\beta$  を固定して前記周波数処理を行なうと、多量に造影剤が入つた広い一様な低輝度領域の境界が必要以上に強調されて二重輪郭状の偽画像が発生する。このかわりに強調係数  $\beta$  を可変、すなわち造影剤が多量に入つた低輝度域で  $\beta$  を小さくし、胃小区などの高輝度域で  $\beta$  を大きくすれば前記二重輪郭の発生を防止できる、また別の例として、胸部正面撮影の場合、 $\beta$

- 17 -

- 18 -

を固定すると、背骨や心臓部分の低輝度域で雑音が増大し、極端なときには細部が白く抜けたりする。(これは視覚的に非常に目立ち、診断性能に悪影響を及ぼす)同様に背骨や心臓部分の低輝度域で $\beta$ を小さくし、肺野部分の高輝度域で $\beta$ を大きくすれば、前記の雑音や白抜けの増大を防止できる。

前記2つの例のいずれの場合にも、強調係数 $\beta$ を小さい値に固定して、周波数処理を行えば、確かに種々の偽画像は発生しないが、診断性能に重要な寄与をしている胃小区や肺野の血管もコントラストがあがらず診断性能が向上しない。このように強調係数 $\beta$ を螢光体上の画像の輝度に応じて連続的に変化させることにより、偽画像の発生を防止しつつ、診断性能が向上した画像が得られる。

第3図では螢光体上の画像のヒストグラムから、その最低輝度 $S_0$ と最高輝度 $S_1$ を決定し、この間ではほぼ線形に $\beta$ を変えたものである。なお、基本基調として、単調増加する任

意の曲線で $\beta$ を変えてもよい。 $S_0$ 、 $S_1$ は処理したいX線画像の種類によつて決まるもので、例えば最低、最高輝度はそれぞれ微分ヒストグラムが0~10%、90~100%のときの輝度値としてもよい。なお本発明者等の実験では、螢光体上の画像のオリジナル画像信号によつて $\beta$ を変化させた場合と、非鮮鋭マスク信号によつて $\beta$ を変化させた場合とで、その効果は略同等であつた。

前述した周波数強調と同時に、階調処理を行なつてもよい。超低周波数処理は、大きな領域にわたつてゆるやかに濃度に変化する疾患例えば肺ガン、乳ガンに対しては効果が比較的小さい。これらに対しては、階調処理と組み合わせてコントラストを強めた方が診断性能が向上する。この階調処理は、超低周波数処理の前後のいずれにおいて行なつてもよい。超低周波数処理前では、非線型アナログ回路で階調処理してからA/D変換を行なう。A/D変換後に行なう場合には、ミニコンピ

- 19 -

- 20 -

ュータでデジタル処理を行なうこともできる。また超低周波数処理後ではデジタル処理を行なうか、D/A変換後にアナログ処理する。これらの周波数強調と必要によつて階調処理を行なつたデータは、磁気テープに記録される。この磁気テープのデータは、順次読み出され、D/A変換器でアナログ信号に変換され、アンプで増幅された後、記録用光源に入力される。

この記録用光源11から発生した光は、レンズ12を通つて記録材料例えば写真フィルムに照射される。この写真フィルム上に放射線画像が再生され、この画像を観察して診断が行なわれる。写真フィルムに画像を再生記録する際、入力走査時より高いサンプリング周波数で記録すれば縮小写真像が得られる。例えば入力系では10画素/mm、出力系では20画素/mmで走査すれば1/2に縮小された写真像となる。後述するように1/2~1/3に縮小した写真像はコントラストが視

覚的により高くなつたように見えて非常に見易くなる。

本発明は上述の実施態様に限定されなく、種々の構成の変更が可能である。

螢光体上の画像の読み出しは、螢光体を回転ドラムにセットする方法、平面的に二次元走査する方法、あるいはフライングスポットスキャナーのような電子走査によることができる。また非鮮鋭マスクの演算はA/D変換前に主走査方向のみローパス・フィルターでアナログ信号を非鮮鋭化して、副走査方向だけをデジタル処理により行なうことができる。更に上記演算は前述の磁気テープにデータを全部記憶させてから、オフラインで処理してもよいし、データをコアメモリーの一部記憶して順次オンラインで処理してもよい。

前記実施例では再生した画像を写真フィルムに記録しているが記録材料としてはジアゾフィルム、電子写真材料等も利用できる。また、記録材料に記録する代わりにCRTを用い

- 21 -

- 22 -

てこれに表示して観察してもよい。さらにこれを光学的に記録材料上に記録しても良い。さらに、本発明はオリジナル記録媒体として放射線エネルギーを記録し得る平均ガンマが0.3～1.5となるような写真フィルムを用いるX線写真システム(本出願人が先に特願昭53-28533号に提案したものである。)にも適用することができる。

百例以上の症例について、従来のX線写真フィルムに直接記録したものと、本発明の方法で蛍光体から読み出し周波数処理を施して作成した写真像とを比較し、人体の種々の部位の診断性能の向上を調べた。このとき、強調すべき周波数および強調係数 $\beta$ をいろいろ変えたコピー写真を作り、周波数と診断性能の関係について調査した。

この診断性能の向上については、通常の写真系の物理的評価値(例えば鮮鋭度、コントラスト、粒状性等)で裏付けることが困難である。そこで4人の放射線読影の専門家(放

射線医)に観察を依頼し、その主観的評価を統計的に処理して診断性能を評価した。評価の基準は次の通りである。

+2: 従来のX線写真フィルム方式では見えなかつた病変部が見えるようになったり、非常に診断がしにくい病変部が見易くなり、診断性能が明らかに向上した。

+1: 従来のX線写真フィルム方式では診断しにくい病変部が見易くなり、診断性能が向上した。

0: 従来のX線写真フィルム方式に比べて、見易くはなっているが、特に診断性能の向上は見られない。

-1: 診断性能が向上した領域もあるが、診断しにくい領域も発生した。

-2: 診断性能が向上した領域がなく、診断しづらい領域が発生した。

第4図(a)、(b)に強調周波数(第2図(b)のfc)と評価の関係の結果を示す。

- 23 -

(a)、(b)はそれぞれ代表的な正面胸部撮影、骨撮影の例である。細い実線(I)が強調係数 $\beta$ を $\beta=3$ に固定して前述の超低周波数処理を実施した結果である。(a)、(b)を比較すれば明らかなように評価値の高い領域(診断性能が向上した領域)は、正面胸部撮影の方が骨より低周波側によつてゐる。これからも分るように強調すべき周波数は症例、部位によつて異なつてゐる。

破線(II)は強調係数 $\beta$ をオリジナル画像信号に応じて連続的に変化させて実施した例である。(a)、(b)とも低周波側、高周波側の評価がともに高くなつてゐる。これは前者では心臓部、骨部(背骨を含む)で白抜けが発生していたのを防止したため、後者は雑音の増大を防止したため前述の評価基準の-1の項の診断しにくい領域の発生が防がれ評点が一から+1又は+2に移動したためである。

この胸部の実施例では、積分ヒストグラム

- 25 -

が10%となる輝度を $S_0$ (これはほぼ背骨部の最高輝度に一致)、50%となる輝度を $S_1$ (肺野部の最低輝度に一致)とし、輝度 $S_0$ における $\beta$ を0、輝度 $S_1$ における $\beta$ を3として、この間を直線的に変化させたものである。

一点鎖線(III)は、上記の処理に加えて、階調処理を施したもので胸部X線画像(a)には心臓部のコントラストを下げるとともに肺野部のコントラストを上げるような処理を骨のX線画像(b)にはコントラストを全体的に1.5倍にするような処理を行なつたものである。

太い実線(IV)は、更に1/2～1/3に画像を縮小して提示したものの評価結果である。この両者は $\beta$ 可変の効果と異なり、低周波側、高周波側の評価の向上よりも、最適周波数領域での評価が一層よくなつてゐる。階調処理の場合には前述したように、肺ガン、きん肉腫などの大きな領域にわたつてゆるやかに変化する疾患に対して、コントラストが

- 26 -

上昇し診断性能が向上した。また縮小処理によつて診断に重要な超低周波数が、人間の視覚に対する変調伝達関数の最適周波数(1~2サイクル/mm)に近づくため、コントラストが高くなつたように見え、診断性能がより向上した。超低周波成分の強調と同時に、0.5~5サイクル/mmの周波数領域での変調伝達関数を0.5以下にする平滑化処理を施すと、写真像上の雑音(粒状)が除去され、診断性能が向上した。

第5図は胸部写真についての強調の程度の有効範囲を示す図である。この場合には強調される周波数領域を固定、すなわちfcをfc=0.1に固定し、強調係数 $\beta$ を種々かえて写真像を作成してこれを評価した結果である。第5図の曲線aはオリジナル画像の信号によらず $\beta$ を一定した場合、曲線bはオリジナル画像の信号によつて連続的に変化させた場合の最大となるB/Aの値での結果である。曲線aの $\beta$ 一定の場合は、B/Aが6~7

- 27 -

非常に低い周波数領域に分布しており、ほぼ $0.01 \leq fc \leq 0.5$  サイクル/mmの領域にある。

なお、超低周波数の強調と他の処理(強調係数 $\beta$ の変化、階調処理、縮小、平滑化処理)との組み合わせによる診断性能の向上は、上述の種々の症例について実施し、いずれも診断性能が更に向上するという結果を得ている。

上記した構成を有する本発明は、超低周波数領域からの周波数応答を強調するものであるから、診断に重要な周波数領域が大幅に強調される。したがつてコントラストが向上して診断性能が向上する。また強調の程度を濃度、形状等に応じて変えれば、偽画像の発生を防止し、かつ診断に重要な疾患が見ずらくなるのを防止することができる。

さらに、高周波成分を強調しないようにしたから雑音成分が少なくなり、画像がなめらかになる。この結果、見やすい写真像を得ることができる。

- 29 -

以上になると偽画像が目立つて評価が0以下になるが、 $\beta$ 可変にすれば偽画像が除去されて $1.5 \leq B/A \leq 10$ の範囲で評価が0以上となつた。他の種々の症例についてもほぼ $1.5 \leq B/A \leq 10$ の範囲で診断性能の向上が見られた。表1に他の部位、症例について同様の超低周波数処理を施して評価が0以上すなわち診断性能が向上したfcの範囲を示す。(この周波数はあくまでも、オリジナル写真上でのものである。)

表 1

部位、症例	周波数領域(fc, サイクル/mm)
胸部正面	0.02~0.1
胸部横面	0.01~0.05
骨(きん肉も含む)	0.05~0.5
マンモ石灰化	0.1~0.5
マンモ ガン	0.01~0.1
血管造影	0.1~0.5
マーゲン	0.1~0.5

この表から分るように診断に重要な周波数は

- 28 -

これらのすべての画像処理は、最終的には人間の視覚に対する変調伝達関数の最適周波数に近づくように配慮されることにより、一層その効果を発揮するものであり、このためには適度の画像縮小が特に効果がある。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の方法を示すフローチャート、

第2図は周波数強調のステップを示すグラフ、

第3図は強調係数と濃度の組合わせの一例を示すグラフ、

第4図は強調すべき周波数とその診断性能の評価を示すグラフ、

第5図は強調係数と診断性能の評価を示すグラフである。

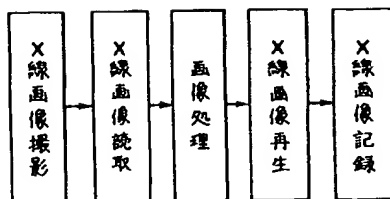
特許出願人 富士写真フイルム株式会社  
大日本塗料株式会社

代理人 弁理士 柳 田 征 史  
外 1 名

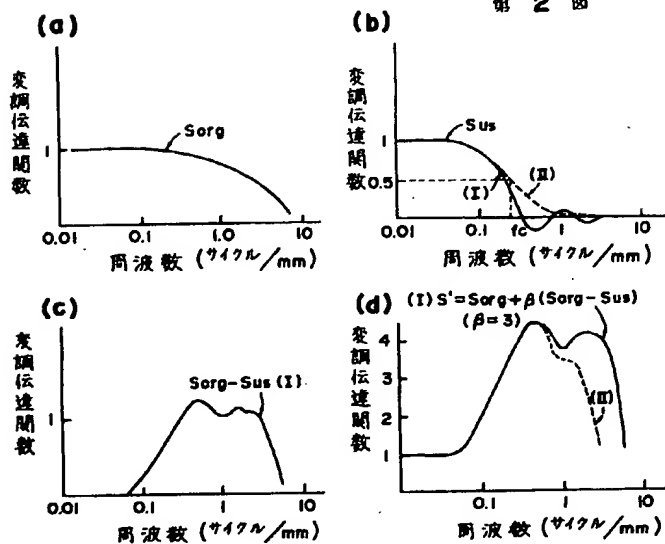
- 30 -



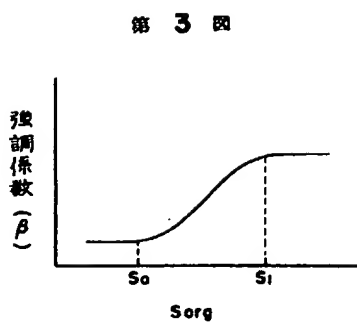
第 1 図



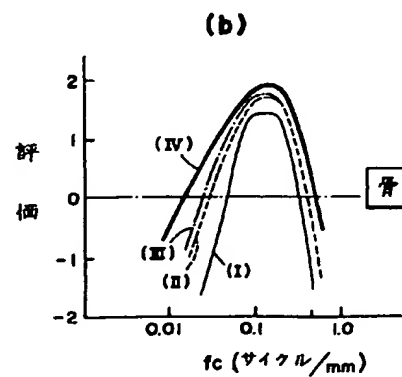
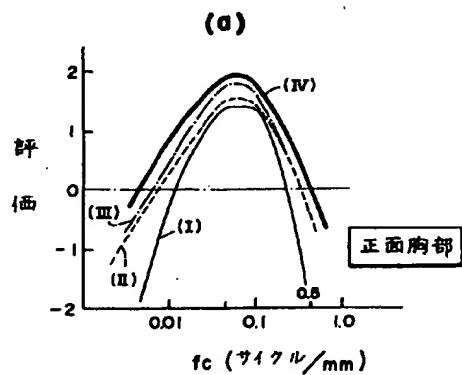
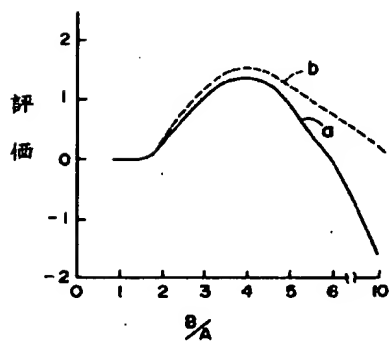
第 2 図



第 4 図



第 5 図



(自 発) 手 続 補 正 書

昭和54年 7 月 11 日

特許庁長官殿

1. 事件の表示

昭和53年特許願第163571号

2. 発明の名称

放射線画像処理方法

3. 補正をする者

事件との関係係 特許出願人

住 所 神奈川県南足柄市中沼210番地

名 称 (520)富士写真フイルム株式会社

代表者 平田九州男

4. 代 理 人

〒106 東京都港区六本木5-2-1

ほうらいやビル702号 電話 (479) 2367

(7318) 弁理士 柳 田 征 史 (特許第54712号)

5. 補正命令の日付

な し

6. 補正により増加する発明の数 1

7. 補 正 の 対 象 願書および明細書の「発明の名称」、「特許

8. 補 正 の 内 容 請求の範囲」、「発明の詳細な説明」の欄

1) 願書および明細書の発明の名称を

「放射線画像処理方法および装置」と訂正する。

2) 「特許請求の範囲」を別紙の通り訂正する

ける信号処理装置において、前記演算装置が検出された検出されたオリジナル画像信号を  $S_{org}$ 、各検出点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスク信号を  $S_{us}$ 、強調係数を  $\beta$  としたとき、

$$S_{org} + \beta (S_{org} - S_{us})$$

なる演算を行なうものであることを特徴とする放射線画像処理装置である。

なお、上記方法および装置における演算は、結果としてこの式と同じ結果が得られるものであればいかなる演算過程を経るものであってもよく、この式の順序に限られるものではないことは言うまでもない。」

特開昭55-163472(10)

3) 明細書第4頁第3行、第8頁第10行「方法」の次に「および装置」を挿入する。

4) 同第4頁第9行、第8頁第4行「方法」の次に「およびその方法を実施するための装置」を挿入する。

5) 同第19頁第14行「に応じて」を「の増大に応じて単調増加するように」と訂正する。

6) 同第20行(最終行)「なお」を「この  $\beta$  の変化は」と訂正する。

7) 同頁同行「単調増加」の次に「(すなわち  $\beta' \geq 0$ )」を挿入する。

8) 同第9頁第1行と第2行の間に次の文を挿入する。

「また、本発明の装置は、蓄積性螢光体を走査してこれに蓄積記録されている放射線像を輝度増光させるための励起光源と、この発光を検出して電気信号に変換する光検出器と、この電気信号を処理する演算装置を備えた放射線像記録再生システムにお

- 2 -

特許請求の範囲

5字削除

(1) 蓄積性螢光体材料を走査して、これに記録されている放射線画像情報を読み出して電気信号に変換した後、記録材料上に可視像として再生するに当り、各走査点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスク信号  $S_{us}$  を求め、螢光体から読み出されたオリジナル画像信号を  $S_{org}$ 、強調係数を  $\beta$  としたときに、

$$S' = S_{org} + \beta (S_{org} - S_{us})$$

なる演算を行なって、上記超低空間周波数以上の周波数成分を強調したことを特徴とする放射線画像処理方法。

(2) 非鮮鋭マスクとして、0.5 ~ 0.01 サイクル/□の超低空間周波数領域で変調伝達関数が0.5以下となる非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像処理方法。

(3) 非鮮鋭マスクとして、0.5 ~ 0.01 サイクル/□以下の超低空間周波数領域での変調伝達関数の積分値が、0 ~ 10 サイクル/□の

空間周波数領域での変調伝達関数の積分値の90%以上となるような非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像処理方法。

- (4) 強調係数 $\beta$ をオリジナル画像信号または非鮮鋭マスク信号の値の増大に応じて単調増加するように変化させることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像処理方法。
- (5) 前記演算式によって強調された写真像の最大の変調伝達関数が、零空間周波数付近での変調伝達関数の1.5～10倍であることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像処理方法。
- (6) 超低空間周波数成分の強調と同時に、0.5～5サイクル/mmの高空間周波数領域での変調伝達関数が0.5以下になるような平滑化処理を施すことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像処理方法。
- (7) 特許請求の範囲第1項～第6項において、再生される写真像が螢光体上の蓄積画像より

減少されていることを特徴とする放射線画像処理方法。

- (8) 蓄積性螢光体を走査してこれに蓄積記録されている放射線像を輝尽発光させるための励起光源と、この発光を検出して電気信号に変換する光検出器と、この電気信号を処理する演算装置を備えた、放射線像記録再生システムにおける信号処理装置において、前記演算装置が検出されたオリジナル画像信号を $S_{org}$ 、各検出点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスク信号を $S_{us}$ 、強調係数を $\beta$ としたとき、

$$S_{org} + \beta(S_{org} - S_{us})$$

なる演算を行なうものであることを特徴とする放射線画像処理装置。

- (9) 前記演算装置が前記画像信号 $S_{org}$ の大きさの増大にともなって前記強調係数 $\beta$ を単調増加させる強調係数可変手段を備えていることを特徴とする特許請求の範囲第8項記載の放射線画像処理装置。

- 2 -

- 3 -

# (自 発) 手 続 補 正 書

昭和54年10月11日

特許庁長官殿

## 1. 事件の表示

昭和53年特許願第163571号

## 2. 発明の名称

放射線画像処理方法および装置

## 3. 補正をする者

事件との関係係 特許出願人

住 所 神奈川県南足柄市中沼210番地

名 称 520富士写真フイルム株式会社

代表者 平田九州男

## 4. 代理人

〒106 東京都港区六本木5-2-1

ほうらいやビル702号 電話 (479) 2867

(7318) 弁護士 柳 田 征 史 (ほか1名)

## 5. 補正命令の日付

な し

## 6. 補正により増加する発明の数

な し

## 7. 補正の対象 明細書の「特許請求の範囲」および

## 8. 補正の内容 「発明の詳細な説明」の欄

1) 「特許請求の範囲」を別紙添付訂正する。

54.10.12

出願第二課  
大畑

## 2) 明細書第9頁第7～14行

「0.5・・・もの」、および第15頁第3～9行

「超低・・・なるか」を次のように訂正する。

「変調伝達関数が0.01サイクル/mmの空間周波数のときに0.5以上で、かつ0.5サイクル/mmの空間周波数のときに0.5以下であるようなもの、あるいは0.01～0.5サイクル/mmの空間周波数の範囲において0.01を下端とした変調伝達関数の積分値が、0.01～10サイクル/mmの当該変調伝達関数の積分値の90%以上となるようなもの」

## 3) 明細書第16頁第8～13行

「超低・・・での」を次のように訂正する。

「変調伝達関数が0.01サイクル/mmの空間周波数のときに0.5以上で、かつ0.5サイクル/mmの空間周波数のときに0.5以下であるようなもの、あるいは0.01～0.5サイクル/mmの空間周波数の範囲において0.01を下端とした変調伝達関数の積分値が、0.01～10サイクル/mmの当該」

## 特許請求の範囲

- (1) 蓄積性螢光体材料を走査して、これに記録されている放射線画像情報を読み出して電気信号に変換した後、記録材料上に可視像として再生するに当り、各走査点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスク信号  $Sus$  を求め、螢光体から読み出されたオリジナル画像信号を  $Sorg$ 、強調係数を  $\beta$  としたときに、

$$S' = Sorg + \beta (Sorg - Sus)$$

なる演算を行なつて、上記超低空間周波数以上の周波数成分を強調したことを特徴とする放射線画像処理方法。

- (2) 非鮮鋭マスクとして、変調伝達関数が 0.01 サイクル/mm の空間周波数のときに 0.5 以上で、かつ 0.5 サイクル/mm の空間周波数のときに 0.5 以下である非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像処理方法。

- (3) 非鮮鋭マスクとして、0.01~0.5 サイクル/mm (空間周波数) 5字挿入の範囲において 0.01 を下端とした変調伝達関

- 1 -

数減少されていることを特徴とする放射線画像処理方法。

- (8) 蓄積性螢光体を走査してこれに蓄積記録されている放射線像を輝尽発光させるための励起光源と、この発光を検出して電気信号に、変換する光検出器と、この電気信号を処理する演算装置を備えた、放射線像記録再生システムにおける信号処理装置において、前記演算装置が検出されたオリジナル画像信号を  $Sorg$ 、各検出点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスク信号を  $Sus$ 、強調係数を  $\beta$  としたとき、

$$Sorg + \beta (Sorg - Sus)$$

なる演算を行なうものであることを特徴とする放射線画像処理方法。

- (9) 前記演算装置が前記画像信号  $Sorg$  の大きさの増大に伴って前記強調係数  $\beta$  を単調増加させる強調係数可変手段を備えていることを特徴とする特許請求の範囲第8項記載の放射線画像処理装置。

- 3 -

数の積分値が、0.01~10 サイクル/mm の当該変調伝達関数の積分値の90%以上となるような非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像処理方法。

- (4) 強調係数  $\beta$  をオリジナル画像信号または非鮮鋭マスク信号の値の増大に応じて単調増加するように変化させることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像処理方法。
- (5) 前記演算式によって強調された写真像の最大の変調伝達関数が、零空間周波数付近での変調伝達関数の1.5~10倍であることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像処理方法。
- (6) 超低空間周波数成分の強調と同時に、0.5~5 サイクル/mm の高空間周波数領域での変調伝達関数が0.5以下になるような平滑化処理を施すことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像処理方法。
- (7) 特許請求の範囲第1項~第6項において、再生される写真像が螢光体上の蓄積画像より

- 2 -

## (自 発) 手 続 補 正 書

昭和54年11月9日

## 特許庁長官殿

## 1. 事件の表示

昭和53年特許願第163571号

## 2. 発明の名称

放射線画像処理方法  
および装置

## 3. 補正をする者

事件との関係係

特許出願人

住 所

神奈川県南足柄市中沼210番地

名 称

(520)富士写真フイルム株式会社

代表者 平田九州男

## 4. 代 理 人

〒106 東京都港区六本木5-2-1

ほうらいヤビル702号 電話 (479) 2367

(7318) 弁理士 柳 田 征 史 (ほか1名)

## 5. 補正命令の日付

な し

## 6. 補正により増加する発明の数

な し

## 7. 補正の対象

明細書の「特許請求の範囲」および「発明の詳細な説明」の欄

## 8. 補正の内容

1) 「特許請求の範囲」を別紙の通りとする。

- 2)昭和54年10月11日提出の補正書第2頁  
(欄外に頁の表示なし、補正項2), 3)のある  
頁)の下から2行目(明細書第16頁第8  
~13行の訂正部分の一部)の、「積分値」  
の次に「(図面上での面積)」を挿入する。
- 3)明細書第11頁第11~12行  
「アバーチャ」を「アバーチャア」と訂正す  
る。
- 4)同第15頁第19行  
「平滑化」を「非鮮鋭マスク」と訂正する。
- 5)同第21頁第10行「11」を削除する。
- 6)同頁第11行「12」を削除する。
- 7)同第26頁第15~17行  
「この両者は・・・いる。」を削除する。
- 8)同第28頁第13行  
「0.02~0.1」を「0.01~0.2」と訂正する。
- 9)同頁第14行「胸部横面」を「胸部側面」と  
訂正する。
- 10)同第29頁第5行および第30頁第5行  
「縮少」を「縮小」と訂正する。

- 2 -

変調伝達関数の積分値が、0.01~10サイクル/mm  
の当該変調伝達関数の積分値の90%以上と  
なるような非鮮鋭マスクを用いることを特徴  
とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画  
像処理方法。

- (4) 強調係数 $\beta$ をオリジナル画像信号または非  
鮮鋭マスク信号の値の増大に応じて単調増加  
するように変化させることを特徴とする特許  
請求の範囲第1項記載の放射線画像処理方法。
- (5) 前記演算式によって強調された写真像の最  
大の変調伝達関数が、零空間周波数付近での  
変調伝達関数の1.5~10倍であることを特徴  
とする特許請求の範囲第4項記載の放射線画  
像処理方法。
- (6) 超低空間周波数成分の強調と同時に、0.5  
~5サイクル/mmの高空間周波数領域での変  
調伝達関数が0.5以下になるような平滑化処  
理を施すことを特徴とする特許請求の範囲第  
1項記載の放射線画像処理方法。
- (7) 特許請求の範囲第1項~第6項において、

- 2 -

## 特許請求の範囲

- (1) 蓄積性蛍光体材料を走査して、これに記録  
されている放射線画像情報を読み出して電気  
信号に変換した後、記録材料上に可視像とし  
て再生するに当り、各走査点での超低空間周  
波数に対応する非鮮鋭マスク信号 $Sus$ を求め、  
蛍光体から読み出されたオリジナル画像信号  
を $Sorg$ 、強調係数 $\beta$ としたときに、

$$S' = Sorg + \beta (Sorg - Sus)$$

なる演算を行なって、上記超低空間周波数以  
上の周波数成分を強調したことを特徴とする  
放射線画像処理方法。

- (2) 非鮮鋭マスクとして、変調伝達関数が0.01  
サイクル/mmの空間周波数のときに0.5以上  
で、かつ0.5サイクル/mmの空間周波数のと  
きに0.5以下である非鮮鋭マスクを用いるこ  
とを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の  
放射線画像処理方法。
- (3) 非鮮鋭マスクとして、0.01~0.5サイクル/mm  
空間周波数の範囲において0.01を下端とした

- 1 -

再生される写真像が蛍光体上の蓄積画像より  
縮小されていることを特徴とする放射線画像  
処理方法。

- (8) 蓄積性蛍光体を走査してこれに蓄積記録さ  
れている放射線像を輝度発光させるための励  
起光源と、この発光を検出して電気信号に、  
変換する光検出器と、この電気信号を処理す  
る演算装置を備えた、放射線像記録再生シス  
テムにおける信号処理装置において、前記演  
算装置が検出されたオリジナル画像信号を  
 $Sorg$ 、各検出点での超低空間周波数に対応す  
る非鮮鋭マスク信号を $Sus$ 、強調係数を $\beta$ とし  
たとき、

$$Sorg + \beta (Sorg - Sus)$$

なる演算を行なうものであることを特徴とす  
る放射線画像処理装置。

- (9) 前記演算装置が前記画像信号 $Sorg$ の大きさ  
の増大にともなう前記強調係数 $\beta$ を単調増  
加させる強調係数可変手段を備えていること  
を特徴とする特許請求の範囲第8項記載の放  
射線画像処理装置。

- 3 -

(自 発) 手 続 補 正 書

昭和 54 年 12 月 6 日

特許庁長官殿

1. 事件の表示

昭和 53 年 特 許 願 第 163571 号

2. 発 明 の 名 称 放射線画像処理方法および装置

3. 補正をする者

事件との関係係 特許出願人

住 所 神奈川県南足柄市中沼210番地

名 称 (520)富士写真フイルム株式会社

代表者 平田九州男

4. 代 理 人

〒106 東京都港区六本木5-2-1

ほうらいやビル702号 電話 (479) 2367

(7318) 弁理士 柳 田 征 史 (ほか1名)

5. 補正命令の日付

な し

6. 補正により増加する発明の数

な し

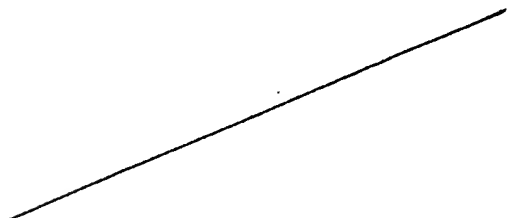
7. 補 正 の 対 象 明細書の「特許請求の範囲」および「発明の詳細な説明」の欄

8. 補 正 の 内 容

- (1) 「特許請求の範囲」を別紙の通り補正する。
- (2) 明細書第9頁を別紙(9a, 9b)のとおりに補正する。
- (3) 明細書第15頁を別紙のとおりに補正する。
- (4) 明細書第16頁を別紙のとおりに補正する。

ク信号  $S_{us}$  とは、オリジナル画像を超低周波数成分より低い周波数成分しか含まないようにぼかした非鮮鋭画像(以下これを「非鮮鋭マスク」と呼ぶ)の各走査点の濃度に対応する信号を指す。この非鮮鋭マスクとして、変調伝達関数が  $0.01$  サイクル/■の空間周波数のときに  $0.5$  以上でかつ  $0.5$  サイクル/■の空間周波数のときに  $0.5$  以下となるようなものが用いられる。

前記演算式によって強調された信号に基づいて作成された記録材料上の可視像(以下「写真像」という)の最大の変調伝達関数の値は、零周波数付近での変調伝達関数の値の  $1.5 \sim 10$  倍になるようにすることが望ましい。



- 9b -

特開昭55-163472(14)  
を特徴とする放射線画像処理方法である。

また、本発明の装置は、蓄積性蛍光体を走査してこれに蓄積記録されている放射線像を輝尽発光させるための励起光源と、この発光を検出して電気信号に変換する光検出器と、この電気信号を処理する演算装置を備えた放射線像記録再生システムにおける信号処理装置において、前記演算装置が検出されたオリジナル画像信号を  $S_{org}$ 、各検出点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスク信号を  $S_{us}$ 、強調係数を  $\beta$  としたとき、

$$S_{org} + \beta (S_{org} - S_{us})$$

なる演算を行なうものであることを特徴とする放射線画像処理装置である。

なお、上記方法および装置における演算は、結果としてこの式と同じ結果が得られるものであればいかなる演算過程を経るものであってもよく、この式の順序に限られるものではないことは言うまでもない。

ここで、超低周波数に対応する非鮮鋭マ

- 9a -

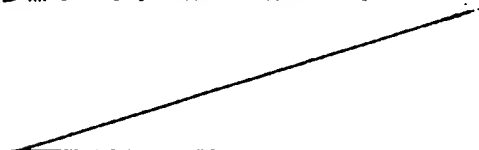
$$S' = S_{org} + \beta (S_{org} - S_{us})$$

の演算が行なわれる。

前記  $S_{us}$  は、変調伝達関数が  $0.01$  サイクル/■の空間周波数のとき  $0.5$  以上で、かつ  $0.5$  サイクル/■の空間周波数のときに  $0.5$  以下となるようなものを指定しなければならない。また前記式を演算するに当っては、強調係数  $\beta$  を指定しなければならない。これらの値は、外部から個別に指定するか、あるいは人体の部分、症例別によって数種類決めておき、これを演算装置のメモリに入れておく。

前記  $S'$  に対して高周波数成分低減用の平滑化処理を行なう。この平滑化処理によって診断に必要な情報をそこなく、雑音を低減することができる。

この非鮮鋭マスク処理について、第2図を参照してさらに詳細に説明する。

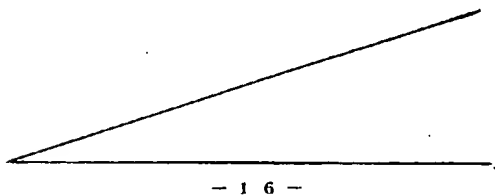


- 15 -

第2図(a)は、発光体上の蓄積画像を10画素/mmでサンプリングしたときの周波数応答性を示すものである。この曲線は光検出器のアーチチャアとして、矩形状アーチチャアを使用した場合にはsinc曲線に、ガウス分布状アーチチャアを使用した場合には、ガウス分布状曲線になることが知られている。

第2図(b)は変調伝達関数が0.01サイクル/mmのとき0.5以上で、かつ0.5サイクル/mmのとき0.5以下となるような矩形状非鮮鋭マスク(I)と、ガウス分布状非鮮鋭マスク(II)とを示すものである。

この(I)の例では10画素/mmで発光体上の画像をサンプリングしたとき、約63画素×63画素(これを「非鮮鋭マスクのサイズN=63」という)の単純加算平均をとつ



するように変化させることを特徴とする特許請求の範囲第1項又は第2項記載の放射線画像処理方法。

(4) 前記演算式によって強調された写真像の最大の変調伝達関数が、零空間周波数付近での変調伝達関数の1.5～1.0倍であることを特徴とする特許請求の範囲第3項記載の放射線画像処理方法。

(5) 超低空間周波数成分の強調と同時に、0.5～5サイクル/mmの高空間周波数領域での変調伝達関数が0.5以下になるような平滑化処理を施すことを特徴とする特許請求の範囲第1項乃至第4項のいずれかに記載の放射線画像処理方法。

(6) 特許請求の範囲第1項～第5項において、再生される写真像が発光体上の蓄積画像より縮小されていることを特徴とする放射線画像処理方法。

(7) 蓄積性発光体を走査してこれに蓄積記録されている放射線像を輝光させるための励

#### 特許請求の範囲

(1) 蓄積性発光体材料を走査して、これに記録されている放射線画像情報を読み出して電気信号に変換した後、記録材料上に可視像として再生するに当り、各走査点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスク信号Susを求め、発光体から読み出されたオリジナル画像信号をSorg、強調係数を $\beta$ としたとき、

$$S' = \text{Sorg} + \beta (\text{Sorg} - \text{Sus})$$

なる演算を行なって、上記超低空間周波数以上の周波数成分を強調したことを特徴とする放射線画像処理方法。

(2) 非鮮鋭マスクとして、変調伝達関数が0.01サイクル/mmの空間周波数のとき0.5以上で、かつ0.5サイクル/mmの空間周波数のとき0.5以下である非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像処理方法。

(3) 強調係数 $\beta$ をオリジナル画像信号または非鮮鋭マスク信号の値の増大に応じて単調増加

起光源と、この発光を検出して電気信号に、変換する光検出器と、この電気信号を処理する演算装置を備えた、放射線像記録再生システムにおける信号処理装置において、前記演算装置が検出されたオリジナル画像信号をSorg、各検出点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスク信号をSus、強調係数を $\beta$ としたとき、

$$\text{Sorg} + \beta (\text{Sorg} - \text{Sus})$$

なる演算を行なうものであることを特徴とする放射線画像処理装置。

(8) 前記演算装置が前記オリジナル画像信号Sorg又は非鮮鋭マスク信号Susの大きさに応じて前記強調係数 $\beta$ を単調増加させる強調係数可変手段を備えていることを特徴とする特許請求の範囲第7項記載の放射線画像処理装置。